

Patent Abstracts of Japan

PUBLICATION NUMBER : 06304157
PUBLICATION DATE : 01-11-94

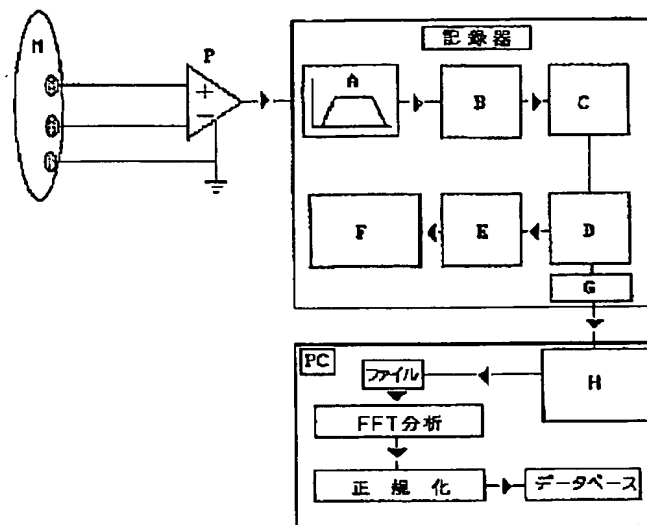
APPLICATION DATE : 14-04-93
APPLICATION NUMBER : 05087438

APPLICANT : MEGA ELECTRON OY;

INVENTOR : KARL ESKERINEN;

INT.CL. : A61B 5/22

TITLE : METHOD FOR ESTIMATING
ENDURANCE AND SENSIBILITY OF
MUSCLE AGAINST FATIGUE



ABSTRACT : PURPOSE: To estimate quickly and reliably endurance and sensibility of muscle against fatigue by analyzing the frequency of EMG signal recording the reduced conductivity of cell membrane of muscle and the decelerated forming of active electric potential.

CONSTITUTION: The active electric potential of cell membrane of muscle M is measured with a recording electrode. A frequency analysis normally called FFT (Fast Fourier Transform) is conducted of the recorded ENG signal. Three or more parameters are applied in this analysis to estimate the reduced conductivity of cell membrane of muscle. Then the rate of change of computing parameters used as time functions is investigated to obtain the value capable of comparing the endurance and sensibility against muscle fatigue. The muscle condition of the tester as compared with a normal person can be indicated by comparing the obtained value with the normalized index in relation to various muscle tests.

COPYRIGHT: (C)1994,JPO

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平6-304157

(43) 公開日 平成6年(1994)11月1日

(51) Int.Cl.⁵

識別記号 庁内整理番号

F I

技術表示箇所

A 6 1 B 5/22

A 8825-4C

審査請求 未請求 請求項の数 3 O L (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願平5-87438

(22) 出願日 平成5年(1993)4月14日

(71) 出願人 593073322

メガ・エレクトロニッカ・オサケユキテュ
ア

Mega Elektronikka
Oy

フィンランド共和国 70101 クオピオ,
ペーエル 258

(72) 発明者 アルト・レメス

フィンランド共和国 70420 クオピオ,
ヴィサクヤ 4 ゲー 20

(72) 発明者 カリ・エスケリネン

フィンランド共和国 70200 クオピオ,
タイヴァーバンコンティエ 33 エー

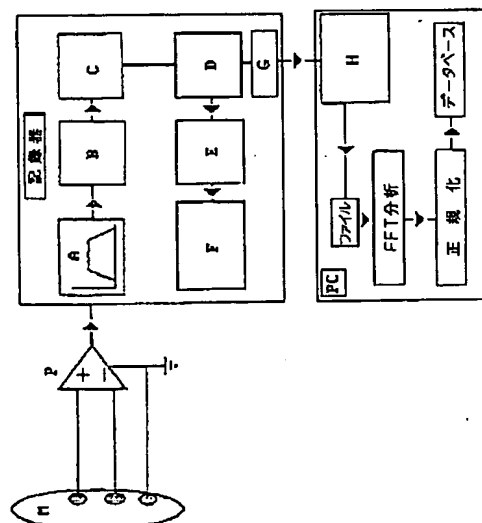
(74) 代理人 弁理士 湯浅 恭三 (外6名)

(54) 【発明の名称】 疲労に対する筋肉の耐性及び感度の判定方法

(57) 【要約】

【目的】 筋肉の疲労に対する耐性及び感度を判定する方法を提供すること。

【構成】 筋肉M上に取り付けられた記録用電極によって記録されたEMG信号に対して、パーソナル・コンピュータを用いて、FFT分析と呼ばれる周波数分析を行うことにより、筋肉の疲労に対する耐性と感度とを示す、比較の可能な数値を得る。この得られた数値を各筋肉テストに対して正規化した指数と比較して、一般的人口又は当該被験者の以前のデータと比較して図解的に表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 筋疲労に対する耐性と感度とを判定する方法であって、

a) 1つ又は複数の記録用電極を、被検体からのテスト対象の筋肉の上に取り付けるステップと、

b) 前記筋肉の筋肉細胞膜の活動電位を記録用電極によって測定するステップと、

c) 記録されたEMG信号から、通常FFT（高速フーリエ変換）分析と呼ばれる周波数分析を実行し、その分析を3つ又はそれより多くのパラメータを用いて適用することにより、筋肉細胞膜の導電率の低下を判定するステップと、

d) 時間の関数としての計算パラメータの変化率を調べ、筋疲労に対する耐性と感度とを示す比較の可能な数値を得るステップと、

e) 前記得られた数値を、各筋肉テストに関して、正規化した指数と比較することにより、一般の人口との比較における被験者の筋肉状態を示し、あるいは、前記得られた数値を当該被験者自身の以前に測定し正規化した値又は絶対的な値と比較するステップと、

f) 前記比較結果を図解的に表示するステップと、からなる方法。

【請求項2】 請求項1記載の方法であって、少なくとも3つの計算パラメータが計算パラメータとして用いられ、それらが、MF（メジアン周波数）分析と、MPF（中間パワー周波数）分析と、ZCR（ゼロ交差率）分析とである方法。

【請求項3】 請求項2記載の方法であって、AEMG（平均したEMG）パラメータを、パラメータとして用いる方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】 本発明は、疲労に対する筋肉の耐性と感度とを判定する方法に関する。

【0002】

【従来の技術】 人間の筋肉の状態は、その者の生活の質、仕事の効率、満足など多くの事柄に著しい影響を与える。筋肉状態を測定する際には、同年齢の一般の人口との比較がよい標準を与える。筋肉状態とは筋肉の耐性及び疲労であって、様々な種類のテストを用いることで観察できるが、直接かつ迅速に、信頼性の高い比較、すなわち、たとえば一般の人口と比較可能な信頼性の高い結果は、これらのテストでは得られない。

【0003】 筋肉は、筋肉繊維すなわち筋肉細胞からなる。1つの神経繊維が、複数の筋肉繊維を規制している。筋肉繊維は、筋原繊維に分解され、更に筋肉フィラメントに分解され、これは、アクチンフィラメントとミオシンフィラメントに分解される。筋収縮は、これらのミクロの単位で、 Ca^{++} イオンの侵入とそれに続くアデノシン三リン酸（ATP）の加水分解によって、機械的

に生じる。筋収縮は、細胞質から筋原繊維の中に Ca^{++} イオンをリリースする神経インパルスによって生じ、これにより、アクチンフィラメントとミオシンフィラメントとが相互に滑り合って接触する。同時に、筋肉細胞膜の上で、活動電位（action potential）が発生し、その結果として、数百万のアクチン・ミオシン単位で、平行して現象が起こる。

【0004】 多くの筋肉細胞が、運動単位（motor unit）と呼ばれる機能的単位を形成している。筋肉強度が増加しなければならない場合には、より多くの運動単位が収縮プロセスに動員される。

【0005】 この場合の活動電位は測定でき、たとえば、針電極（針筋電計測法、ニードルEMG）又は表面電極（サーフィスEMG）を用いることで、筋肉細胞の内側から電気的に測定する。運動単位とはアクチン・ミオシン単位であるが、異なる周波数で機能し、異なる時刻において刺激を受ける。したがって、たとえば皮膚表面で記録される収縮する筋肉のEMG信号は、主に、10～400Hzの周波数の範囲の周波数要素を含む。記録信号の強さは、この場合、数 μV から約5000 μV まで変化する。筋肉のこの種の測定と観測は非常に一般的なものであり、様々な目的に用いられている。

【0006】 筋収縮は、そのエネルギーをATPから得ている。ATPの合成と分解代謝との両方において、酸素が重要である。筋肉のきつい働きにおいては、ATPの分解の結果、多くの水素イオンが筋肉細胞の中で発生するが、この水素イオンは、他の酸素を有する反応物と結合しない。よって、細胞質の酸性度が上昇し、エネルギーの生産は減少して、筋肉は、疲労し始める。筋肉細胞が酸性になるにつれて、筋肉細胞の膜の導電率が低下し、筋肉細胞内の活動電位の形成が減速し、神経インパルスの筋肉の中への浸透は禁止される。この現象は、今日の測定機器を用いれば検出可能である。

【0007】

【発明の概要】 本発明の目的は、筋肉の疲労に対する耐性と感度とを、迅速かつ信頼性をもって、分析・判定し、その結果を一般の人口と比較する方法を提供することである。更に、本発明の目的は、一個人の筋肉状態の追跡にも適用可能な方法を提供することである。

【0008】 本発明によれば、筋肉細胞膜の導電率の低下と、活動電位の形成の減速とが、記録されたEMG信号の周波数分析（FFT分析）を実行することによって、疲労に対する筋肉の耐性及び感度を判定するのに用いられる。また、3つ又はそれ以上の計算パラメータである、メジアン周波数（Median Frequency=MF）、中間パワー周波数（Mean Power Frequency=MPF）、ゼロ交差率（Zero Crossing Rate=ZCR）を用いる分析を使用することによって、筋肉細胞の膜上の導電率の低下を観察することができる。これらの計算パラメータは、以下のように定義する。

【0009】連続信号のパワー・スペクトルである $S(f)$ は、 $S(f) = \text{Re}^2 + \text{Im}^2$ として定義する。

ここで、 Re は実数項、 Im は虚数項である。振幅スペクトルは、次の式で定義する。

【0010】

【数1】

$$\int_0^{\text{MF}} S(f) df = \int_{\text{MF}}^{\infty} S(f) df = \frac{1}{2} \int_0^{\infty} S(f) df$$

中間パワー周波数 (MPF) は、数学的に、次の式で定義する。 ※【0011】

$$\text{MPF} = \int_0^{\infty} f S(f) df / \int_0^{\infty} S(f) df$$

これは、離散的な形式では、次の式である。

【0012】

$$\text{MPF} = \sum_{i=1}^{\infty} f_i A_i / \Delta f \sum_{i=1}^{\infty} A_i$$

ゼロ交差率 (ZCR) とは、EMG 信号の1秒あたりのゼロ交差 (zero crossings) の数を示す。 ☆される。

【0013】平均のEMGは、次の式にしたがって計算 ☆

【0014】

【数5】

$$\text{平均被積分EMG} = \int_0^{1023} |\text{生データ (raw data)}| / 1024$$

たとえば毎分当たり (Hz/min) の、時間の関数としてのMF、MPF、ZCRパラメータの変化率を調べる際には、比較に用いることが可能で、疲労に対する筋肉の耐性と感度とを記述する数が得られる。

【0015】物理療法やトレーニング中の患者のフォローアップに上述の現象と計算とを応用することによって、各筋肉テストに対して正規化された指数が得られ、これは、たとえば、男女の年齢群によるものである。この指数の利用により、一般的人口との比較における被験者の筋肉状態が、直接に得られる。上述した方法によれば、個人レベルの筋肉状態の向上のフォローアップも可能である。したがって、本発明の方法は、トレーニングのフォローアップ、働く能力の評価、トレーニング及び筋肉状態に応じた正しいエクササイズを選択、職場その他での背中/首の問題の防止手段の評価などに利用できる。

【0016】

【実施例】図1の実施例では、被験者が処置台の上に支持を受けずに水平方向に横たわって、筋肉の状態が測定

される。臀部は、腸骨の上部から下向きに支持される。被験者は、上半身をこの位置で30秒から60秒程度維持する。水平レベルは、適切な方法、たとえば、背中に軽く触れるように被験者の上方に吊り下げた垂球系などによってチェックできる。他方、処置台の水平方向レベルも使用できる。被験者が、測定の間、一定の位置にあることが重要である。記録用の電極A1、A2を、皮膚の表面に、脊柱起立筋の上部の脊柱から約3~5cmの腰椎L4、L5のレベルの左右両側に、双極的に接着させる。

【0017】図2によれば、EMG記録用増幅器1は、設置した電極2に取り付けるノブの上に置かれる。これらの増幅器を直接に皮膚表面に置いて、通常モードの乱れを吸収することが、重要である。この実施例での記録用増幅器の性質は、

利得：500

CMRR>130 dB

周波数帯域：20~470 Hz (3dB点)

入力インピーダンス：10¹² Ω

タイプ：差動

登録と接続したパラメータは、記録器のキーボードにおいて選択する。テストの間は、EMG信号は、たとえば毎秒1000記録で、登録装置のメモリに記録される。テストが終了した際には、記録されたデータは、たとえば光データ転送によって、コンピュータに転送されて、分析・正規化される。

【0018】本発明の方法で使用する記録システムは、図3に示される。皮膚表面に置かれたAg/AgCl使い捨て表面電極が、その電極の下に筋肉Mにおいて活性化された運動単位電位を登録する。両方の入力に接続した通常モードの乱れ(60Hz、ECG)は、差動前置増幅器Pの使用と記録のバイポーラ設定とによって除去される。次に、信号は、5~470Hzの帯域フィルタAによってフィルタされる。このフィルタは、従来知られた演算増幅の技法を用いて得られる。信号は、第2段の増幅器Bから12ビットのアナログ・デジタル・コンバータCに供給され、そこで、信号は、たとえば毎秒1000又は2000記録のマイクロプロセッサDに可読な形式で、表示される。修正された値は、マイクロプロセッサが数学的に処理、あるいは、RAMメモリEに直接記憶される。

【0019】記録器のプログラミングは、液晶(LC)表示Fによって導かれる。メモリに記録されたデータは、光伝送装置Gを通じて、PCコンピュータに転送される。光学的伝送装置とコンピュータ内にインストールした光インターフェース・カードHとの間に、光ファイバ・ケーブルを接続し、このケーブルに沿ってデータが赤外線光として転送される。

【0020】記録されたデータが受信されると、プログラムによって、ハード・ディスク上にファイルが作られる。オペレータは、被験者に関するデータと、当該データファイルに加える測定した筋肉の名称とを入力する。記録したEMG信号が、PCのディスプレイ上でチェックされる。信号の質が確認されると、疲労分析が開始される。この分析は以下のように進行する。

【0021】記録信号の全体に互って、1024ポイントのウィンドウ上で、連続的なフーリエ変換を計算する。連続計算ウィンドウが50%オーバーラップするように、スペクトル・ウィンドウを作る。各スペクトルから、周波数転送(トランスファー)を記述するパラメータを計算する、すなわち、メジアン周波数(MF)、中間パワー周波数(MPF)、ゼロ交差率(ZCR)、平均EMG(AEMG)である。

【0022】筋肉の耐性/状態を記述する分の指数である疲労指数(FI=fatigue index)は、次の式によって

計算する。

【0023】 $FI = [\text{周波数パラメータの変化}] / [\text{分単位のテストの継続時間}]$

図4は、EPFダイアグラム上で疲労指数をいかに決定するかを示している。分当たりの変化幅は、Gによって指示されている。

【0024】得られた結果は、年齢群と性別によって以下のように分類される。人口は、ガウス分布にしたがって振る舞うと想定し、図5は、肩の筋肉の疲労テストにおける、35~45歳の女性の場合の、MPFパラメータの変化の偏差(deviation)を示す。中間及び標準偏差(Mean +/− SD)は、被験者のデータから計算する。中間プラス2のSDの両側から5つのクラスが得られる。得られた結果は、データベースと比較されて、正規化された結果が、テーブル内のチャンネルごとにプリントされる。

【0025】図6は、臨床的な解釈に適用可能な肩の筋肉のテストにおけるプリントアウトである。ここでの各図は、筋肉の変化と疲労とを示している。その結果は、一般的人口と比較した筋疲労に対する耐性と感度を直ちに示すコラムとして示される。チャンネルごとの分類されたヒストグラムは、また、たとえばカラー・コードを用いることで解釈できる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の方法にしたがって測定を行う実施例の側面からの図である。

【図2】本発明の方法において用いられる記録用増幅器と、その皮膚への装着を示す。

【図3】本発明の方法において用いられる記録システムの回路図である。

【図4】MPF図における疲労指数の決定を示す。

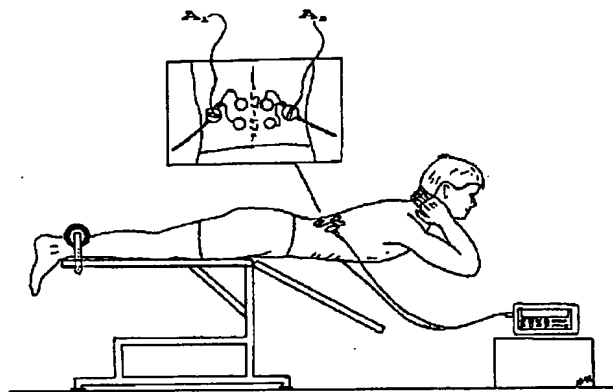
【図5】MPF指数のズレを示す。

【図6】臨床的な解釈へ応用可能な、本発明のプリントアウトを示す。

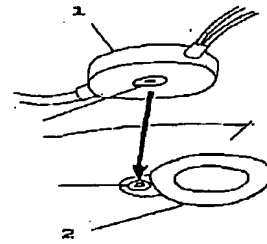
【符号の説明】

- A 帯域フィルタ
- B 増幅器
- C ADコンバータ
- D マイクロプロセッサ
- E RAM
- F LCD
- G 光伝送装置
- H 光インターフェース・カード
- M 筋肉
- P 差動前置増幅器

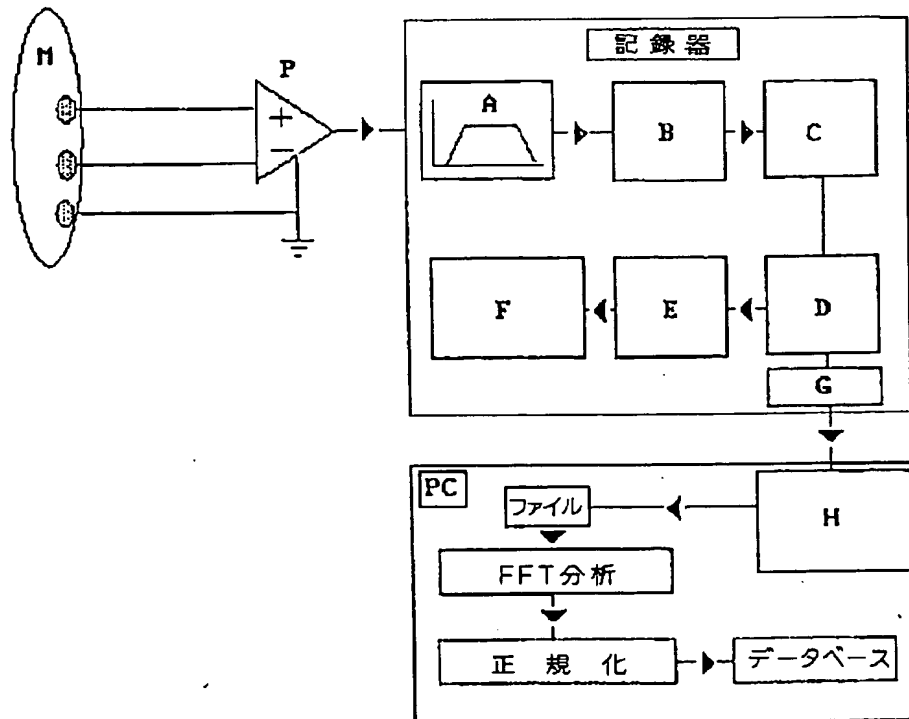
【図1】



【図2】



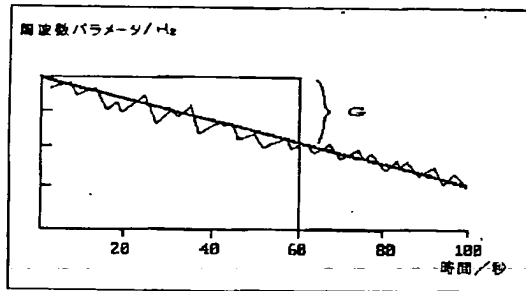
【図3】



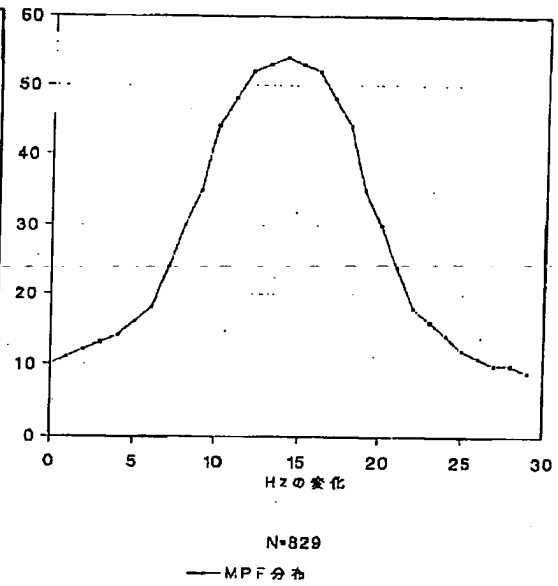
(6)

特開平6-304157

【図4】



【図5】



(7)

特開平6-304157

【図6】

